



Università di Pisa

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria dell'Automazione

TESI DI LAUREA SPECIALISTICA

A new robotic exoskeleton system for upper limb rehabilitation by gaze tracking

Candidato:

Riccardo Bartalucci

Relatori:

Ing. Carlo Alberto Avizzano

Ing. Antonio Frisoli

Dott. Claudio Loconsole

Sessione di Laurea del 17/12/2010

Anno accademico 2009/2010

Consultazione NON consentita

Abstract

The work is about the development, implementation and testing of an innovative system for the upper limb rehabilitation, based on a robot exoskeleton driven by gaze tracking.

New control algorithms for adaptive trajectory planning of a robot exoskeleton have been developed, in order to give an active aid in the reaching of objects, by tracking patient's gaze.

Proposed algorithms meet safety and ergonomics requirements for rehabilitation application and are structured to work on-line to face changes detected in the workspace and user behavior (eg. moving target/obstacles and/or gaze point) through a system of cameras and a wearable eye-tracking device, which have been integrated into the robotic system.

Sommario

E' stato condotto lo sviluppo, implementazione e sperimentazione di un sistema innovativo per la riabilitazione dell'arto superiore, basato su un robot esoscheletrico guidato mediante tecniche di *gaze tracking*.

Sono stati ideati, sviluppati e valutati sperimentalmente nuovi algoritmi di controllo per la pianificazione adattiva della traiettoria di un robot esoscheletrico, in grado di fornire all'utente una guida attiva nei compiti di raggiungimento ed afferraggio di oggetti, attraverso la lettura dell'intenzione di movimento del soggetto tramite la lettura dello sguardo.

Gli algoritmi di guida proposti soddisfano i requisiti di sicurezza ed ergonomia dell'applicazione riabilitativa, e sono strutturati per consentire il loro aggiornamento in funzione delle variazioni rilevate nello spazio di lavoro e nel comportamento dell'utente (es. spostamento di target/ostacoli e/o del punto di vista) attraverso un sistema di telecamere ed un dispositivo di eye-tracking indossabile, che sono stati integrati all'interno del sistema robotico.

Indice

1	Introduzione	1
1.1	Progetto BRAVO	1
1.2	Stato dell'arte	3
1.2.1	Ricerca Neurocognitiva	5
1.2.2	Robotica riabilitativa e assistiva	6
1.2.3	Ricerca su Eye-tracking	8
1.2.4	Interfaccia BCI	9
1.3	Obiettivo del lavoro	10
2	Esoscheletro L-Exos	12
2.1	Descrizione	12
2.2	Cinematica diretta	14
2.2.1	Parametri Denavit-Hartenberg	14
2.2.2	Cinematica	14
2.2.3	Cinematica Inversa	16
2.3	Cinematica Differenziale	18
2.3.1	Singularità	19
2.4	Dinamica	19
2.5	Limiti cinematici e dinamici del robot	22
2.5.1	Limiti di coppia	22
2.5.2	Limiti cinematici sui giunti	22
3	Workspace	24
3.1	Introduzione	24
3.2	Discretizzazione	25
3.2.1	I limiti del Workspace	25
3.2.2	Divisione in celle	25
3.2.3	Generazione del workspace	25
3.3	Raffigurazione del workspace	26
3.4	Caratterizzazione geometrica del workspace	26
3.5	Proprietà discretizzazione	29
3.5.1	Caso bidimensionale	29
3.5.2	Caso tridimensionale	31
4	Motion Planning	32
4.1	Il problema generico	32
4.1.1	Path Planning	32
4.1.2	Trajectory Planning	33
4.2	Spazio operativo vs spazio configurazione	34

4.3	Target non raggiungibili	35
5	Path Planning senza ostacoli	38
5.1	Introduzione	38
5.1.1	Osservazione sulla posizione finale q_f	38
5.2	Problema	39
5.3	Approccio al problema	40
5.4	Traiettorie con variabili cinematiche limitate	40
5.5	Spazio di frenata (SF)	40
5.5.1	La fase (7) della frenata	41
5.5.2	Calcolo SF con esistenza di tutte e tre le fasi	41
5.5.3	Calcolo SF senza la fase (6)	43
5.5.4	Spazio di frenata in generale	43
5.6	Algoritmo	44
5.6.1	Fase 'Accelerazione' (A)	44
5.6.2	Fase 'Frenata' (F)	44
5.6.3	Controllo stabilizzante	45
5.6.4	Stabilizzazione al punto finale	45
5.6.5	Stabilizzazione velocità massima	46
5.6.6	Schema generale dell'algoritmo	46
5.7	Cambio dei limiti cinematici	49
5.7.1	Schema generale	50
5.8	Caso Multidimensionale	50
5.8.1	Condizioni iniziali nulle o particolari	53
5.8.2	Strategia di controllo	54
5.8.3	Tempo della traiettoria	55
5.8.4	Condizioni iniziali arbitrarie	57
5.8.5	Tempo calcolo	61
5.9	Conclusioni	61
6	Path Planning con ostacoli	62
6.1	Caso rettilineo	63
6.2	Caso non rettilineo	64
6.2.1	Algoritmi di ricerca	64
6.2.2	Implementazioni algoritmi greedy	65
6.2.3	Decimazione	67
6.2.4	Confronti	67
6.2.5	Smoothing delle traiettorie	69
6.3	Modellizzazione ostacolo	75
6.3.1	Implementazione	75
6.3.2	Simulazioni	75
6.4	Feed Rate (<i>trajectory planning</i>)	76
6.4.1	Riparametrizzazione della curva	77
6.4.2	Riadattamento Algoritmo 2	77
6.5	Dallo spazio cartesiano ai giunti	79
6.5.1	Schema inversione cinematica	79
6.5.2	La pseudoinversa	80
6.5.3	Limiti cinematici	81

6.5.4	Vincoli cinematici all'end-effector	83
7	Controllo ai giunti	85
7.1	Controllo PD con compensazione di gravità	85
7.1.1	Prestazioni sperimentali	86
8	Sistema di Visione	90
8.1	Descrizione e classificazione tassonomica del sistema di visione	90
8.2	La camera e il modello <i>pin-hole</i>	91
8.3	Calibrazione della Camera	93
8.4	Riconoscimento Target	93
8.4.1	Modello colore: RGB vs. HSV	94
8.4.2	Generazione maschera binaria	95
8.4.3	Pulizia e perfezionamento dell'immagine	95
8.4.4	Determinazione caratteristiche target	100
8.5	Ottenimento coordinate	100
8.6	Stima quota h	100
9	Eye-tracking	101
9.1	I sistemi di eye-tracking	101
9.1.1	Metodi elettrici	101
9.1.2	Metodi ottici	102
9.2	Il sistema Viewpoint TM	104
9.3	Analisi del segnale	104
9.3.1	Il segnale in uscita	104
9.3.2	Errore di posizione	106
9.3.3	Correzione parallasse nel caso binoculare	109
9.3.4	Processo del segnale	109
9.4	Scelta del target	110
9.4.1	Riconoscimento dei target	110
9.4.2	Selezione del target osservato	111
10	Implementazione	112
10.1	Schema globale	112
10.2	xPCTarget + Simulink	115
10.3	Risultati	115
11	Conclusioni	120
11.1	Obiettivi raggiunti	120
11.2	Sviluppi futuri	120
A	Algoritmo A*	122
B	Coppie Gravitazionali	124
C	Codice MATLAB	125
C.1	Cinematica inversa: check raggiungibilità	125
C.2	Algoritmo Bounded-Jerk (1 DOF)	128
C.3	Algoritmo Bounded-Jerk (4 DOF)	130
C.4	Algoritmo Greedy-Beam	131

C.5	Algoritmo A^*	133
-----	---------------------------	-----

Elenco delle figure

1.1	Schema funzionale dell'architettura proposta dal progetto BRAVO	2
1.2	Tipico scenario del sistema proposto nel progetto BRAVO	3
1.3	Sequenza di attivazione del sistema BRAVO durante un'operazione di grasping . .	4
1.4	Rappresentazione dell'interazione tra utente e sistema BRAVO	4
1.5	Classico approccio nei sistemi robotici riabilitativi e assistivi	5
1.6	Esoscheletri sviluppati presso SSSA	7
1.7	Movimento oculare saccadico e di ricerca durante la lettura	8
1.8	Interfaccia a elettrodi per sistemi BCI	10
1.9	Sistema di sviluppo	11
2.1	Esoscheletro e relativi giunti	13
2.2	Schema cinematico secondo la convenzione DH	15
2.3	Modello e sistema di riferimento del giunto #1 (forniti dal CAD)	20
2.4	Modello e sistema di riferimento del giunto #2 (forniti dal CAD)	20
2.5	Modello e sistema di riferimento del giunto #3 (forniti dal CAD)	21
2.6	Modello e sistema di riferimento del giunto #4 (forniti dal CAD)	21
3.1	Workspace di un manipolatore planare rotoidale a due giunti	25
3.2	Esempio di celle con le loro etichette	26
3.3	Il workspace raffigurato da diverse angolazioni	27
3.4	Approssimazione del workspace	27
3.5	Schematizzazione della superficie (5)	28
3.6	Divisione in celle e distanze utili	29
3.7	Schema grafico per la Proprietà 5	31
4.1	Procedura per target non raggiungibili	35
5.1	Schema del pianificatore di traiettoria a jerk limitato	39
5.2	Le fasi di un profilo jerk-bounded generico	41
5.3	Esempio di stabilizzazione traiettoria	46
5.4	Esempio di stabilizzazione velocità	47
5.5	Esempio di moto generato dall'Algoritmo 2	47
5.6	Esempio di modifiche ai vincoli cinematici	50
5.7	Due traiettorie all'EE con giunti sincroni o meno	52
5.8	Movimento dell'end-effector con giunti sincronizzati o meno	52
5.9	Traiettorie di due variabili ottenute con Algoritmo sincronizzante e non	55
5.10	Esempio di cambio traiettoria di due variabili, con sincronizzazione e non.	58
5.11	Esempio di cambio traiettoria di quattro giunti	58
5.12	Andamenti relativi delle quattro variabili	59

5.13	Andamento dell'end-effector nel caso sincronizzato e non.	59
5.14	Esempio di cambio traiettoria di due variabili cartesiane (vertici raggiunti)	60
5.15	Esempio di cambio traiettoria di due variabili cartesiane (vertici non raggiunti)	60
6.1	Schema del Motion Planning cartesiano	63
6.2	Passo algoritmo da x_k a x_{k+1} , con obiettivo x_f ($k = 1.5$ cm)	66
6.3	Confronto tra <i>hill</i> e <i>beam</i>	66
6.4	Lunghezze dei path generati dall'algoritmo <i>hill</i> al variare di k	68
6.5	Lunghezze dei path decimati (ogni 6 passi) generati dall'algoritmo <i>hill</i> al variare di k	69
6.6	Lunghezze dei path generati rispetto al path ottimo	70
6.7	Lunghezze dei path decimati rispetto al path ottimo decimato	70
6.8	Tempo medio di calcolo (su MATLAB) di generazione di un path	70
6.9	Influenza del peso sui punti di controllo	72
6.10	Esempio di spline di Bézier con soli 3 punti di controllo (a) e con punti aggiuntivi per la continuità di derivata (b).	73
6.11	Influenza dei pesi sui punto di controllo centrale	73
6.12	Esempio di spline su una traiettoria	74
6.13	Allungamento traiettoria con spline rispetto alla spezzata	74
6.14	Path Planning con ostacolo $r = 8.5$ cm	76
6.15	Path Planning con ostacolo di dimensione variabile	77
6.16	Schema del trajectory planning per motion planning cartesiano	79
6.17	Schema di inversione cinematica	80
6.18	Andamento di $\frac{1}{\sigma(J^+)}$ al variare di q_4 e q_2 ($q_3 = +62^\circ$)	82
7.1	Valori ai giunti ed errore di inseguimento	87
7.2	Velocità dei giunti ed errore di inseguimento	87
7.3	Velocità dei giunti ed errore di inseguimento	87
7.4	Posizione dell'end-effector (X, Y, Z) e del target (X_p, Y_p, Z_p) ed errore di inseguimento	88
7.5	Coppie ai giunti	89
8.1	Schema del sistema ottico della camera e dei piani di riferimento	91
8.2	Schema del sistema ottico della camera e dei piani di riferimento	93
8.3	Calibrazione della camera tramite immagine a scacchi	94
8.4	Modelli di colore RGB e HSV a confronto	95
8.5	Operazione morfologiche di base	98
8.6	Processo di riconoscimento del target	99
9.1	Particolari anatomici dell'occhio umano	102
9.2	Schema funzionale del sistema Viewpoint	105
9.3	La luce infrarossa permette di distinguere la pupilla dall'iride	106
9.4	Riconoscimento della pupilla e mappatura del gaze point (pallino in celeste) nell'immagine della camera di scena	107
9.5	Coordinata del punto di sguardo durante un compito di reaching/grasping di oggetti	108
9.6	Dipendenza lineare tra angolo di convergenza e errore di parallasse	109
9.7	Segnali in uscita dai due occhi e la media filtrata tramite moving average	110
10.1	Schema a blocchi dell'intero sistema	112
10.2	Schema di flusso dell'intero sistema	113
10.3	Schema a blocchi implementativo	114

10.4	Inseguimento del proxy (linea sottile) durante pianificazione ai giunti	116
10.5	Partenza da target verde	117
10.6	Target blu selezionato	117
10.7	Target blu raggiunto	118
10.8	Target rosso selezionato	118
10.9	Target rosso raggiunto	119

Elenco delle tabelle

2.1	Escursioni massime dei giunti	13
2.2	Parametri di Denavit Hartenberg	14
2.3	Masse e centri di massa dei singoli giunti rispetto al loro sistema di riferimento . .	19
2.4	Limiti di coppia	22
5.1	Tempi di calcolo degli Algoritmi	61
8.1	Valori medi e soglie HSV dei diversi target (normalizzati a 1)	96

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Progetto BRAVO

Il progetto BRAVO (Brain computer interfaces for Robotic enhanced Action in Visuo-motOr tasks) è un progetto triennale (2010-2012) finanziato dall'istituto Italiano di Tecnologia (IIT), da porsi nell'ambito della robotica assistiva e riabilitativa.

Gli esseri umani (e altri primati) utilizzano i loro arti superiori per agire sull'ambiente. A causa della facilità con cui si interagisce con gli oggetti nel nostro ambiente, si perde di vista il fatto che queste azioni visuomotorie sono controllate da reti sensomotorie complesse. Ad esempio, i danni alla corteccia parietale umana può portare alla grave disabilità visiva nelle azioni guidate, causando sindromi come l'atassia ottica. A seguito di infarto ischemico o emorragico della corteccia parietale posteriore, i pazienti sono spesso incapaci ad esercitare forza abilmente su oggetti da manipolare. Una delle grandi sfide delle applicazioni robotiche è nel settore della riabilitazione [5; 18].

Con l'eccezione di lesioni cerebrali, tra le più comuni cause di disabilità di movimento del braccio vi sono le lesioni del midollo spinale (SCI), le radicolopatie cervicali e le plexopatie brachiali. L'incidenza di SCI traumatico negli Stati Uniti è di 30-60 nuovi casi per milione di abitanti, o di 10.000 casi all'anno. Più del 50% di tutti i casi di SCI si verificano in persone di età compresa tra 16 e 30 anni. Le cause più comuni del SCI sono le seguenti: incidenti stradali (44,5%); cadute (18,1%), più comune nelle persone di età pari o superiore a 45 anni; violenza (16,6%) e gli infortuni sportivi (12,7%).

Un robot percettivo può essere utilizzato per aiutare questi pazienti a ripristinare le prestazioni visuomotorie a seguito di danni cerebrali o lesioni nervose, sia attraverso la terapia sia tramite assistenza attiva nelle attività quotidiane. Per massimizzare la loro efficienza, i dispositivi di assistenza debbono integrare le informazioni sensomotorie necessarie per completare il compito. Delle ortesi attive potrebbero essere utilizzate per aiutare l'individuo a conservare la capacità individuale di svolgere attività manuali o per la conduzione quotidiana di terapia fisica e occupazionale, mentre i robot riabilitativi possono aiutare i pazienti a recuperare e ripristinare le competenze sensomotorie perse dopo l'ictus.

BRAVO mira allo sviluppo di nuove interfacce multisensoriali robotiche e architetture HW/SW per la riabilitazione e il ripristino della funzione motoria nei pazienti con compromissione della funzionalità sensomotorio dell'arto superiore, attraverso la terapia intensiva e gli aiuti tecnologicamente assistiti nelle attività quotidiane.

Il sistema BRAVO risponde alle esigenze di chiunque non sia in grado di prendere o afferrare oggetti. Le patologie tipiche includono ictus, paralisi cerebrale, tetraplegici di livello C-4, C-5, C-6 (lesione del midollo spinale), le lesioni del plesso brachiale, le malattie muscolari.

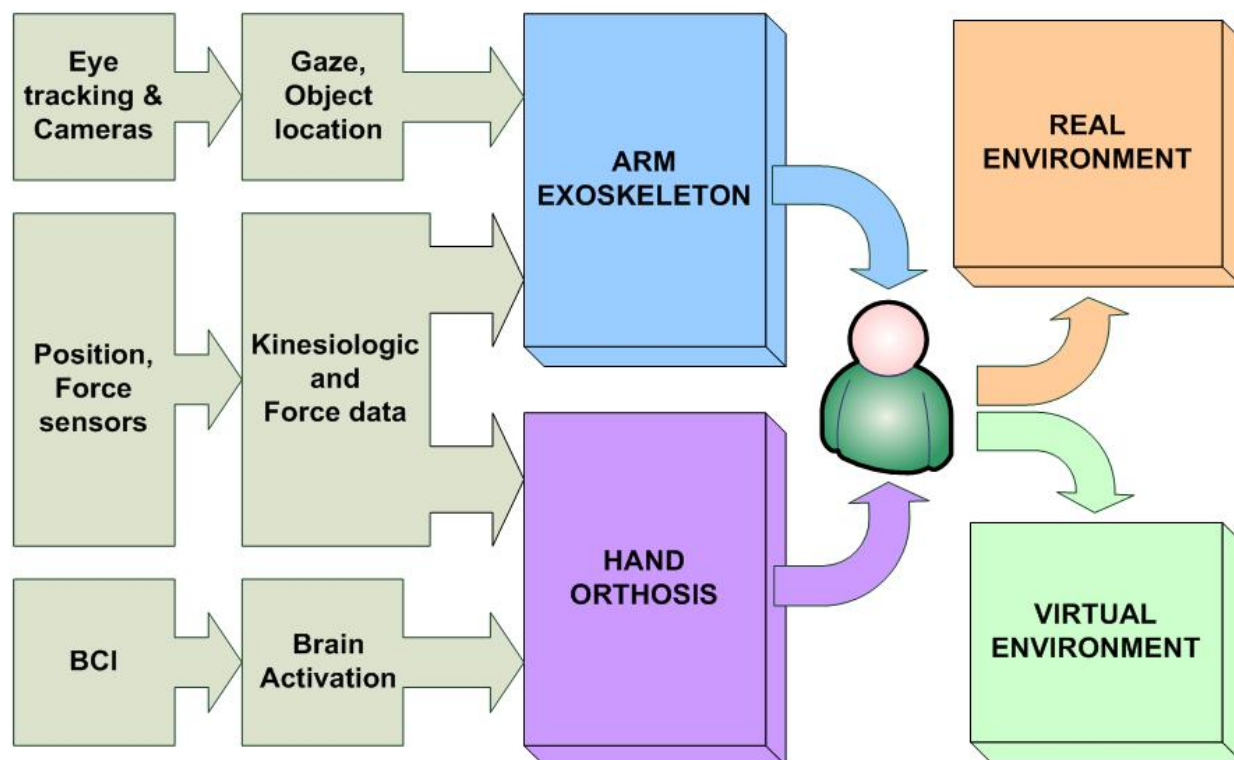


Figura 1.1: Schema funzionale dell'architettura proposta dal progetto BRAVO

Per queste ragioni, BRAVO mira a progettare e validare nuovi sistemi robotici che possono interagire con i pazienti durante la neuro-riabilitazione assistita e l'esecuzione dei compiti quotidiani, con la capacità di previsione dell'intenzione del movimento degli utenti. Come è illustrato nello schema in Figura 1.1, ciò sarà raggiunto integrando le informazioni sul movimento effettivamente svolto dal paziente con una previsione dell'azione effettuata da parte dell'utente, attraverso l'interpretazione dello sguardo attuale del paziente (misurato attraverso eye-trackers), dell'attività cerebrale (misurata attraverso BCI), delle misure del sensore di forza. Il robot deve essere in grado di comprendere il compito visuo-motorio che viene eseguito dall'utente e pianificare di conseguenza un comportamento adattivo e interattivo per compiere l'azione.

Il progetto BRAVO si propone di affrontare i seguenti obiettivi:

1. sviluppare nuove interfacce robot (ortesi attiva della mano e esoscheletri degli arti superiori) per aiutare e assistere i pazienti invalidi durante l'esecuzione dei compiti di *reaching* sia in riabilitazione sia nelle azioni quotidiane. I sistemi saranno adatti sia per l'interazione con computer (attraverso tecnologie di Virtual Environment), sia per l'esecuzione di azioni quotidiane, come la manipolazione e la presa di oggetti;
2. elaborare e attuare nuovi sistemi di controllo di robot assistivi per migliorare la loro capacità di aiutare gli utenti a svolgere complessi compiti visuomotori. Utilizzando l'integrazione della comunicazione di informazioni sensoriali visive, tattili e propriocettive è possibile aiutare l'utente a ottimizzare le prestazioni. Saranno utilizzati sistemi di eye-tracking e di telecamere per la stima della posizione degli oggetti in una scena reale;
3. interfacciare l'ortesi attiva della mano robotica con il sistema BCI e validare nuovi meccanismi di controllo tramite Brain Computer Interfaces per la chiusura/apertura della stretta di mano umana.

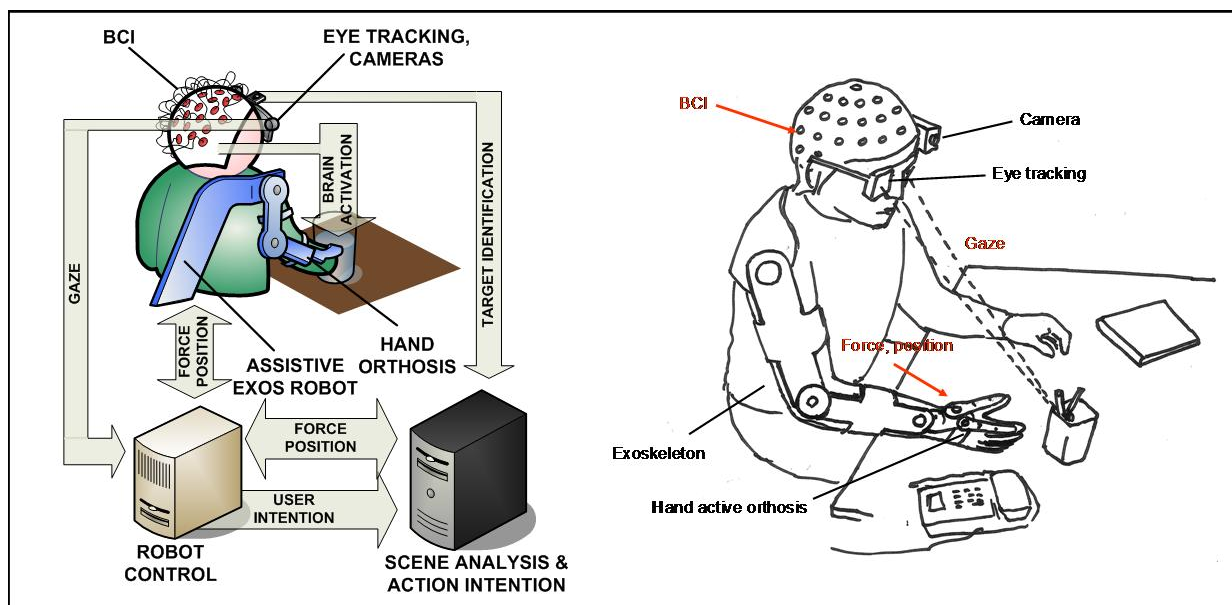


Figura 1.2: Tipico scenario del sistema proposto nel progetto BRAVO

Un tipico scenario interattivo è illustrato nella 1.2, dove l'utente, aiutato dal robot, opera in uno scenario reale. Lo sguardo è monitorato attraverso un sistema di eye-tracking, le forze di interazione degli utenti sono misurate attraverso sensori di forza e la posizione del braccio è ottenuta attraverso i sensori di posizione dell'esoscheletro. L'intenzione dell'utente di afferrare l'oggetto è stimato attraverso l'ingresso BCI. Un certo numero di telecamere è utilizzato per rilevare in tempo reale gli oggetti che l'utente è invitato a prendere e manipolare. Secondo la stima della posizione dell'oggetto e l'intenzione dell'utente di muoversi, il robot può essere comandato di conseguenza.

Considerando la Figura 1.3, quando un nuovo oggetto da raggiungere è presentato all'utente, prima di iniziare il movimento del braccio verso l'oggetto, avviene una saccade del movimento dell'occhio del soggetto. Questa saccade viene intercettata dall'eye tracking: se lo sguardo del soggetto, dopo la saccade, è indirizzato verso il nuovo oggetto da raggiungere e una forza per avviare il movimento viene rilevata dal sensore di forza, il robot è comandato a muoversi verso l'oggetto. Il movimento sarà guidato e assistito dal robot, sulla base di queste misurazioni biometriche. Dato che in pazienti con insufficienza motoria il movimento è di solito accompagnata da tremore/spasticità muscolare ed è di solito non adeguato, l'intenzione del movimento non può essere identificato solo sulla base della cinematica e delle forze di interazione. Nella fase finale della fase di raggiungimento la chiusura della mano intorno all'oggetto viene eseguita. L'utente sarà in grado di attivare il movimento di apertura/chiusura della mano attraverso un'ortesi attiva controllata dal cervello attraverso un BCI.

Nella Figura 1.4, si mostra una rappresentazione dell'interazione tra le diverse componenti del sistema BRAVO e l'utente umano.

1.2 Stato dell'arte

Il sistema BRAVO propone un nuovo cambiamento di paradigma nel controllo di esoscheletri e ortesi attiva per la riabilitazione e l'assistenza in ADL. Come si può notare dal confronto della Figura 1.5 e Figura 1.3, l'approccio classico alla riabilitazione e all'assistenza robotica si basa su un robot, la cui azione è attivata dal movimento dell'utente, rilevata per mezzo di forza e di

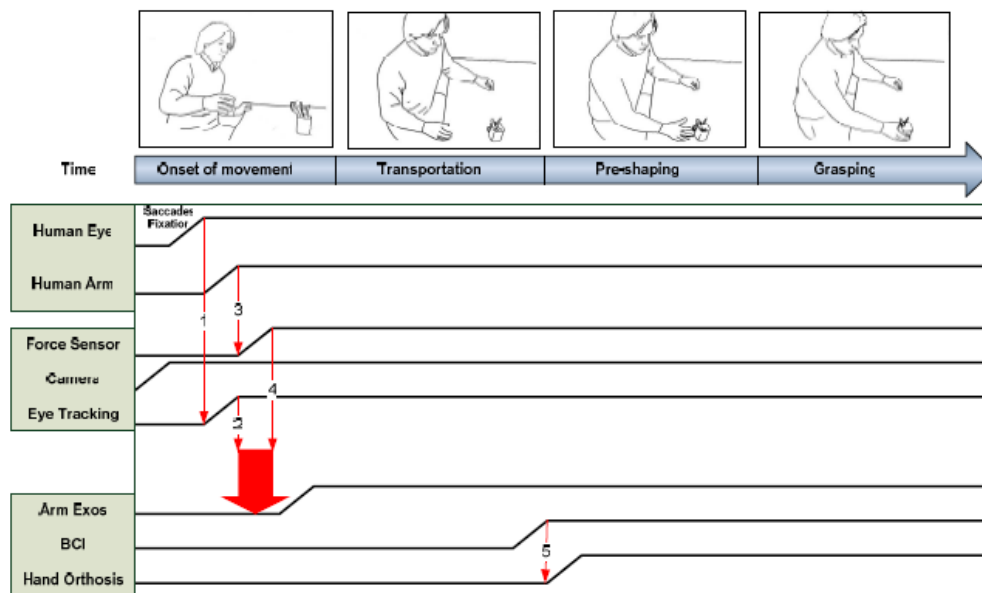


Figura 1.3: Sequenza di attivazione del sistema BRAVO durante un'operazione di grasping

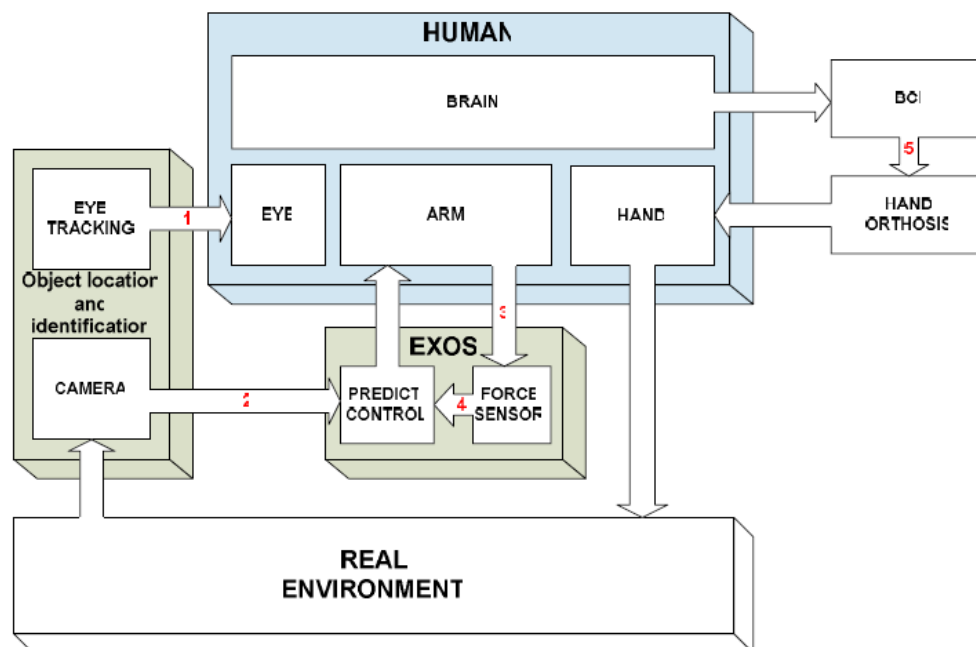


Figura 1.4: Rappresentazione dell'interazione tra utente e sistema BRAVO

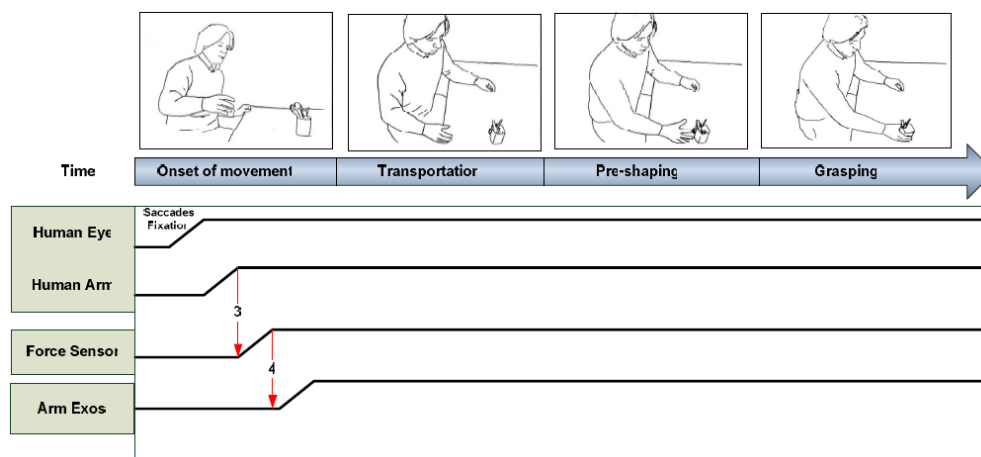


Figura 1.5: Classico approccio nei sistemi robotici riabilitativi e assistivi

rilevamento di posizione. Questo non è un modo affidabile per controllare il robot quando l'utente è compromesso motorialmente e quindi può presentare spasticità, tremore, funzioni motorie ridotte, debolezza muscolare. L'approccio innovativo di BRAVO fa uso delle informazioni sull'intenzione dell'utente, rilevate per mezzo di eye-tracking e BCI, per migliorare l'aiuto all'utente. I progressi specifici nelle diverse aree del progetto è descritta in dettaglio nelle seguenti sottosezioni.

1.2.1 Ricerca Neurocognitiva

Nel campo delle neuroscienze e della psicologia sperimentale ci sono già importanti risultati che sono stati conseguiti sia in termini di metodi per lo studio delle competenze sensomotorie complesse (ad esempio coinvolgendo il coordinamento occhio-mano), sia di risultati della ricerca scientifica (ad esempio la comprensione dei ruoli delle principali aree corticali coinvolte nelle funzioni visuomotorie). La ricerca neurocognitiva sul *reaching* e il *grasping* ha fatto affidamento soprattutto su registrazioni elettrofisiologiche su primati addestrati ad afferrare gli oggetti, e sugli studi sugli esseri umani tramite la *functional magnetic resonance imaging* (fMRI). Il *reaching* visivamente guidato è di solito caratterizzato da una traiettoria di movimento della mano e un'apertura delle dita dipendente dalle dimensioni dell'oggetto. Prese di precisione sono caratterizzate dall'azione del dito indice contro l'opposizione del pollice, mentre impugnature di potenza sono eseguite da tutte le dita in opposizione al palmo. Il tipo di presa prevista dipenderà dall'oggetto afferrato e dalla natura del compito.

L'azione di *grasping* è controllata principalmente da neuroni nella corteccia motoria primaria (M1), nonché da gruppi neurali nella corteccia premotoria (PMC) e nella corteccia intraparietale anteriore (AIP). Danni a queste aree portano a profonde compromissioni della capacità delle scimmie e umana di afferrare e manipolare oggetti.

Osservazioni in pazienti con lesioni della corteccia posteriore ha indicato che i danni alla corteccia parietale superiore portano alla condizione nota come atassia ottica. L'atassia ottica è caratterizzata dallo sbagliato raggiungimento di oggetti all'interno del campo visivo dei pazienti, nonché da un adattamento non ottimale delle dita per cogliere l'oggetto.

Gli studi di *neuroimaging* si sono incentrati prevalentemente sulle attivazioni nelle aree della corteccia parietale posteriore durante il raggiungimento e/o afferramento di un numero limitato di semplici oggetti geometrici (ad esempio sfere, cilindri). A seconda della natura esatta del compito (raggiungimento / afferramento) e la dimensione dell'oggetto obiettivo (piccolo / grande), una

rete neurale tra la corteccia parietale posteriore, la corteccia premotoria e motoria e il cervelletto sono state rivelate.

In anticipo rispetto allo stato attuale dell'arte, il progetto BRAVO prevede di controllare l'esatta natura della stimolazione visiva e tattile, con una visione dell'ambiente e un'interfaccia aptica. Questa nuova tecnologia ci consentirà di determinare il ruolo di ciascun input sensoriale nella qualità del movimento e della presa dell'oggetto.

1.2.2 Robotica riabilitativa e assistiva

La riduzione della funzionalità delle dita, della mano e del braccio è un risultato comune a seguito di ictus o di lesioni o periferiche nervose, causando spesso deficit funzionali cronici. La perdita della funzione motoria porta ad una minore indipendenza nello svolgere le attività della vita quotidiana (ADL), una minore probabilità di ritorno al lavoro e, di conseguenza, una ridotta qualità della vita. Inoltre, le persone con questi disturbi condividono la frustrazione per la dipendenza da altri per la cura personale.

Al fine di compensare o sostituire un organismo compromesso delle ortesi sono state progettate dai ricercatori in ingegneria riabilitazione. Un'ortesi è definita come un qualsiasi dispositivo medico applicato su un segmento corporeo in caso di menomazione fisica o disabilità. Questa definizione potrebbe essere estesa anche ad un supporto funzionale che assiste o aumenta il movimento di una persona.

L'ortesi ideale utilizza la struttura scheletrica e le proprietà biomeccaniche dell'arto come una parte integrante del suo sistema. Tali dispositivi medici sono generalmente abbastanza efficienti nel fornire un sostegno contro la gravità, ma la gamma funzionale di movimento è spesso limitata a causa della debolezza degli arti, ed i dispositivi sono spesso scartati dopo la riabilitazione.

Le tecniche tradizionali e consolidate di riabilitazione contano su un costante esercizio. L'inizio precoce di movimenti attivi attraverso addestramento ripetitivo ha dimostrato la sua efficacia garantendo un buon livello di recupero della capacità motoria dopo la fase di ictus acuto. Tuttavia, nella fase cronica possono essere presenti disabilità permanenti, soprattutto per quanto riguarda gli arti superiori.

Diverse ricerche hanno recentemente focalizzato i propri interessi sullo sviluppo di nuove interfacce robotiche e l'uso di tecnologie di Realtà Virtuale per la riabilitazione. Il primo può superare alcuni delle principali limitazioni di cui il tradizionale addestramento assistito del movimento, cioè la mancanza di ripetibilità, la mancanza di obiettivi per la valutazione dei progressi e l'elevata dipendenza dalla disponibilità di personale specializzato. D'altra parte, i protocolli di riabilitazione basati su Realtà Virtuale possono migliorare significativamente la qualità della riabilitazione, offrendo forti motivazioni per il paziente, che può quindi essere più attento ai movimenti da eseguire.

Uno studio recente [29] evidenzia che la terapia robotica assistita permette un più elevato livello di miglioramento del controllo motorio rispetto alla terapia convenzionale. D'altra parte, diversi studi hanno dimostrato gli effetti positivi della realtà virtuale in riabilitazione: essa migliora le funzioni cognitive ed esecutive di pazienti con ictus, consentendo loro di ricevere un feedback migliore sui risultati delle attività di riabilitazione che sta eseguendo.

I primi sistemi di esoscheletro con retroazione in forza è apparso a metà anni 1960 principalmente per teleoperazioni in ambienti pericolosi. Diversi dispositivi di riabilitazione del braccio robotico, sia cartesiani che esoscheletri, sono stati sviluppati negli ultimi 10 anni. Alcuni esempi includono il Mit Manus, il braccio-guida, il MIME (Mirror Image Movimento Enabler), i dispositivi 1-DOF e 2-DOF sviluppati presso la Saga University.



(a) Arm-Exos (1994)



(b) L-Exos (2004)

Figura 1.6: Esoscheletri sviluppati presso SSSA

I limiti principali degli attuali dispositivi robotici per assistere gli arti superiori rimangono la limitazione del movimento sul piano frontale del paziente (essenzialmente un movimento in 2D, come per il sistema MIT Manus) e la mancanza di azioni selettive del robot a livello delle articolazioni del braccio del paziente (di solito il dispositivo viene colto come una maniglia).

Gli esoscheletri sono sistemi robotici progettati per essere indossati dall'utente e rappresentano un'ideale soluzione per superare questa limitazione, consentendo un pieno recupero della capacità dell'intero movimento e l'applicazione delle azioni correttive su tutte le parti del braccio del paziente. Il primo esoscheletro moderno braccio/guanto è stato progettato e sviluppato presso il laboratorio PERCRO della Scuola Superiore Sant'Anna, per la replica di sensazioni di contatti e collisioni. L'Arm-Exos [9] ha sette gradi di libertà (7-DOF) (Figura 1.6a) e può esercitare forze solo sul palmo dell'utente. Negli ultimi anni diversi nuovi dispositivi sono stati sviluppati al fine di superare gli inconvenienti sopra descritti. Nel 2004 il laboratorio Scuola Superiore Sant'Anna ha sviluppato l'esoscheletro L-Exos [9] a 5 DOF (Figura 1.6b). Altri esoscheletri per neuroriabilitazione hanno fatto seguito, come - per citare i principali - il CADEN, l'Armin, l'IntelliArm.

Il L-Exos è stato integrato in un sistema di realtà virtuale per la riabilitazione ed è stato con successo utilizzato in un protocollo clinico per neuroriabilitazione dell'arto superiore presso l'Unità di Neuroriabilitazione dell'Università di Pisa (DNS) [27].

Le attuali limitazioni dei dispositivi esistenti sono la mancanza o la ridotta capacità di prevedere l'azione del paziente. Dal momento che normalmente la vista anticipa il movimento e delle saccadi degli occhi sono normalmente effettuate dirigendo lo sguardo sul bersaglio prima di iniziare il movimento del braccio o della mano [17], queste informazioni possono essere utilizzate in vista del vero inizio del movimento, per ottenere un robot adattabile al comportamento dell'utente. A questo proposito, il sistema robotico sviluppato all'interno di BRAVO sarà estremamente innovativo: esso sarà basato sullo stato dell'arte delle tecnologie robotiche, ad es. esoscheletri, dove i classici

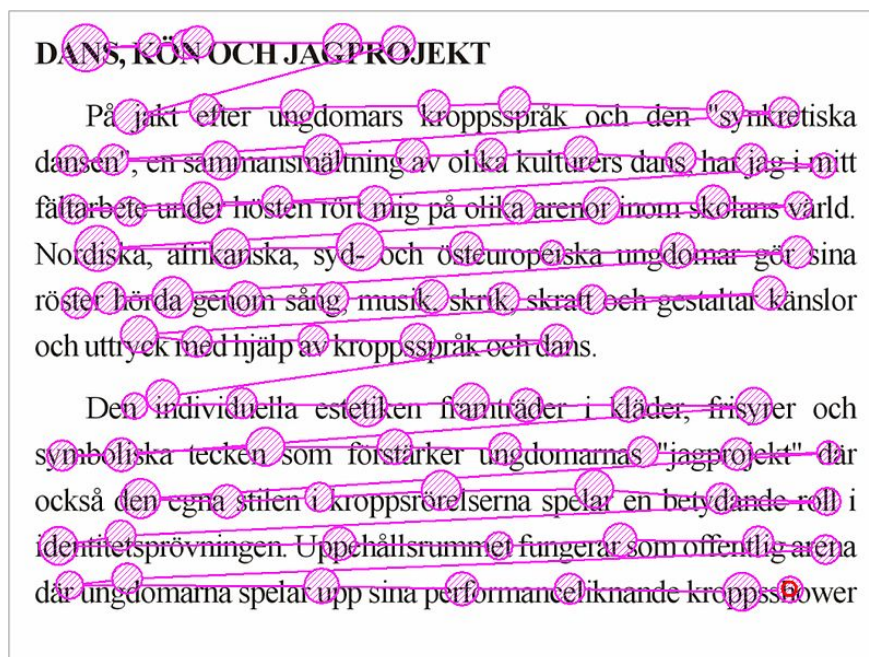


Figura 1.7: Movimento oculare saccadico e di ricerca durante la lettura

schemi di controllo di retroazione sono adottati sulla base di rilevazione del movimento e della forza, ma allo stesso tempo rafforzato attraverso un neuro-feedback generato da un modello di attenzione e dello sguardo dell'utente e guidato da eye-tracking.

1.2.3 Ricerca su Eye-tracking

I movimenti oculari volontari sono di solito classificati in due categorie principali: i movimenti oculari saccadici e movimenti oculari di ricerca [22].

I movimenti oculari saccadici sono veloci (superiori a 400 gradi/sec), suscitati sia da improvvisate comparse di obiettivi (riflessivo) o cambiamenti degli aspetti salienti di scene fisse (volontario). Studi precedenti hanno differenziato tra saccadi intenzionali (saccadi internamente innescate verso un obiettivo già presente), saccadi predittive (target non ancora presente), saccadi guidate dalla memoria (target non più visibile), anti-saccade (saccade nella direzione opposta di un bersaglio visivo) o saccadi riflesse (visivamente guidate) spesso chiamate *pro-saccadi*. I movimenti oculari saccadici riflettono i processi che disciplinano la visione di primati umani e non umani. Anche l'intenzione di una persona può essere stimato sulla base del percorso dello sguardo in una scena visiva.

I movimenti oculari di ricerca sono i movimenti fluidi del tracciamento oculare associati al fissamento attivo di bersagli mobili. Per seguire un oggetto in continuo movimento (come nel caso del monitoraggio della propria mano nel movimento verso un oggetto da cogliere), il sistema di ricerca deve analizzare la velocità dell'oggetto in movimento, della mano in movimento o di entrambi.

In Figura 1.7 si mostra la differenza dei due tipi di movimento oculare durante un tipico esercizio di lettura: i movimenti di saccade si alternano ai movimenti di ricerca legati al fissamento delle singole parole.

Le informazioni sul movimento visuale devono essere trasformate in un segnale di comando motorio, che è controllato da un meccanismo di feedback di confronto tra l'occhio e la destinazione. All'interno della trasformazione visuo-oculo-motoria, avviene una trasformazione di

coordinate (l'input visivo è codificato in coordinate retiniche, l'output codificato in coordinate spaziali).

Per quanto riguarda la loro applicazione clinica, vari sistemi di eye-tracking sono stati utilizzati per diversi anni nel campo della fisiologia e della ricerca fisiopatologica e, più recentemente, nel campo della neuroriabilitazione.

Dispositivi di eye-tracking accoppiati con sistemi 3D-tattili in realtà virtuale sono stati utilizzati sia per la riabilitazione sia per studiare il modello occhio-sguardo in soggetti con negligenza emispatiale (cioè una mancanza di attenzione per gli stimoli in lesioni della corteccia parietale destra).

Allo stesso modo, terapie di recupero della visione (VRT), supportate da sistemi di eye-tracking, sono state utilizzate per ingrandire campi visivi in soggetti con deficit di campo.

Particolarmente interessanti per la loro possibile applicazione per lo sviluppo di sistemi robotici per la riabilitazione sono le recenti acquisizioni, derivanti dalla ricerca sull'eye-tracking, in merito al controllo coordinato dei movimenti degli occhi e della mano. Al fine di interagire efficacemente con il mondo quotidiano e di manipolare oggetti nel nostro lavoro, spesso eseguiamo movimenti coordinati occhio-mano. In genere, quando si muove il braccio verso una posizione a portata di mano, un movimento oculare saccadico verso questa posizione viene eseguito poco prima che il movimento del braccio inizi.

L'accoppiamento dei sistemi motori oculare e manuale in compiti di raggiungimento di un obiettivo è particolarmente robusto: infatti lo sguardo è sempre costretto a seguire il target di un movimento del braccio.

Quando un task richiede un *reaching* accurato, l'attenzione alla posizione attiva i circuiti motori che controllano il movimento saccadico e manuale, ma il percorso eseguito dagli occhi durante la saccade è influenzato dal fatto che il raggiungimento sia eseguito. Ciò perché il controllo sui movimenti oculari e manuali sono simili e si influenzano a vicenda.

Considerando le precedenti assunzioni, si capisce come la capacità di catturare il movimento delle saccade con strumenti di eye-tracking permette di predire il futuro movimento e il target selezionato.

Quindi la proposta BRAVO va oltre lo stato dell'arte attuale, sfruttando il coordinamento visuo-motorio degli esseri umani, al fine di rafforzare l'aiuto fornito da un robot in risposta al comportamento dell'utente. Non ci sono attuali sistemi robotici che sfruttano questo sistema di controllo.

1.2.4 Interfaccia BCI

Una interfaccia brain-computer è un sistema che fornisce all'utente un nuovo canale di comunicazione che non si basa su nervi periferici e muscoli. In altre parole, l'attività cerebrale è direttamente trasformata in segnali di controllo per applicazioni esterne.

Le prime ricerche BCI si sono concentrate sugli sforzi per il controllo di semplici oggetti virtuali come barre o punti sullo schermo di un computer piuttosto che dispositivi fisici. Esempi di tali prime applicazioni comprendono strumenti per il controllo del puntatore del mouse. Lavori più recenti hanno convalidato il BCI su dispositivi di controllo di sistemi fisici come braccia robotiche, sedie a rotelle, o robot mobili.

I BCI utilizzati per controllare ortesi sono una categoria particolarmente importante. L'attività cerebrale è in genere misurata con l'elettroencefalografia (EEG), una tecnica non invasiva e poco costosa che fornisce un tempo di risoluzione eccellente. In linea di principio, il BCI che controlla l'ortesi può sfruttare i due seguenti fenomeni neurofisiologici.



Figura 1.8: Interfaccia a elettrodi per sistemi BCI

In primo luogo, il segnale di controllo può derivare dai cambiamenti nel corso dell'attività oscillatoria EEG. Questo fenomeno si chiama desincronizzazione e sincronizzazione evento-correlata (ERD / ERS) e riflette i cambiamenti di frequenza in potenza. La maggior parte dei BCI per il controllo ortesi sono di quel tipo. Un altro fenomeno neurofisiologico sono le cosiddette *steady-state visual evoked potentials* (SSVEPs). In breve, ogni volta che un utente focalizza l'attenzione su una (delle tante) luci intermitteni (ogni spia lampeggia con una frequenza diversa predefinita), un segnale esattamente a questa frequenza può essere misurato sulla corteccia visiva tramite EEG a elettrodi (1.8).

Superficialmente, questi sistemi soffrono di uno svantaggio decisivo rispetto ad altri tipi di BCI, vale a dire una bassa velocità di trasferimento dati (ITR). Infatti, dal momento che i dispositivi per il controllo ortesi in genere consentono solo due comandi (apertura o chiusura), l'ITR di tali sistemi è limitata. Tuttavia, anche se i BCI usati per altri scopi possono avere una maggiore ITR, essi sono di scarso valore per i pazienti che necessitano di uno strumento per controllare un ortesi.

In particolare il laboratorio PERCRO della Scuola Superiore Sant'Anna si deve occupare della parte relativa al controllo del robot e del BCI, mentre l'Università di Bologna si occupa dell'ortosi della mano.

1.3 Obiettivo del lavoro

Il lavoro di questa tesi riguarda lo sviluppo di una piattaforma esoscheletrica per l'assistenza o la riabilitazione motoria nello svolgimento di compiti di *reaching* e *grasping* tramite tecniche di *gaze tracking* che permettono di prevedere l'intenzione dell'utente. Gli obiettivi principali sono:

- progetto e implementazione di una piattaforma integrata L-Exos/Eye-Tracker per il *reaching* di oggetti nello spazio di lavoro (Figura 1.9) tramite *gaze tracking*;
- sviluppo di algoritmi adattivi per la pianificazione on-line della traiettoria, garantendo requisiti di comfort e sicurezza dell'applicazione riabilitativa e consentendo l'aggiornamento in tempo reale in funzione dei cambiamenti nello spazio di lavoro o nell'intenzione dell'utente.

Saranno sviluppati e analizzati da un punto di vista teorico diversi algoritmi di motion planning. Gli algoritmi sono stati analizzati e comparati mediante tecniche di simulazione e quindi implementati e sperimentati all'interno dell'intero sistema.

Nello sviluppo si è optato per movimenti a jerk limitato: approssimano il comportamento umano (jerk minimo) [7], permettono un inseguimento migliore da parte dell'esoscheletro e il loro comportamento è facilmente regolabile agendo sui vincoli cinematici.

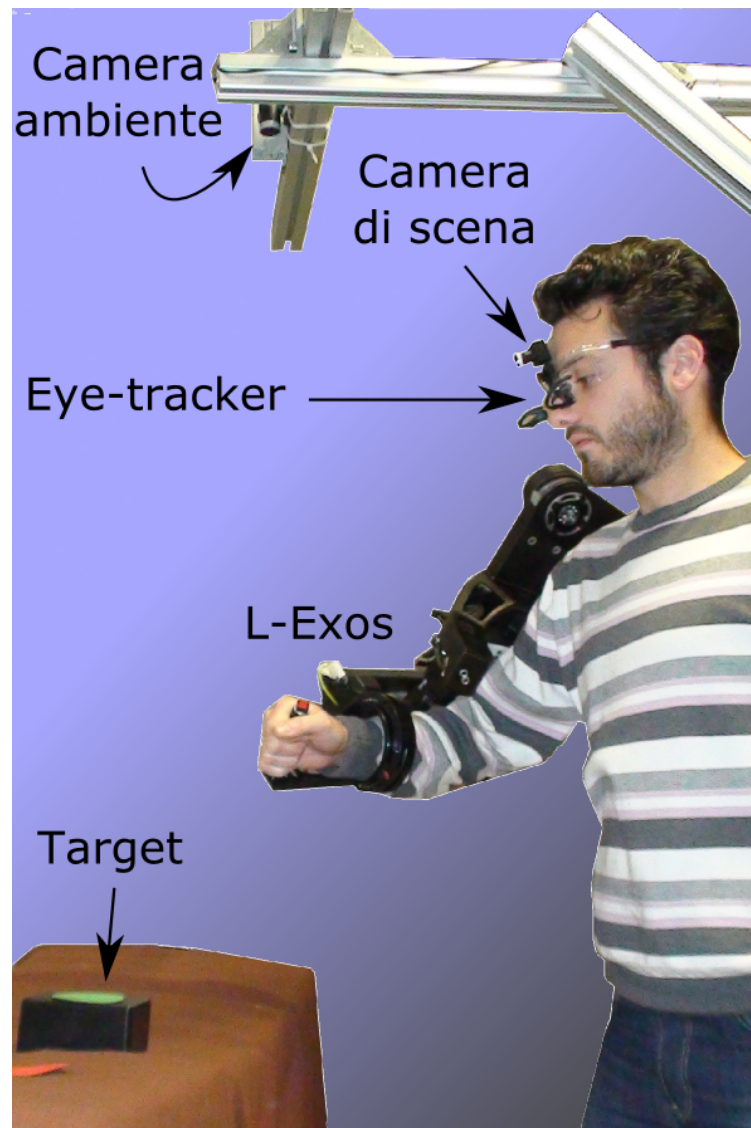


Figura 1.9: Sistema di sviluppo

Tali algoritmi sono strutturati per consentire il loro aggiornamento in funzione delle variazioni rilevate nello spazio di lavoro e nel comportamento dell'utente (es. spostamento di target/ostacoli e/o del punto di vista) attraverso un sistema di telecamere ed un dispositivo di eye-tracking, che sono stati integrati all'interno del sistema robotico.

Per garantire il corretto funzionamento on-line verrà sempre considerato il basso tempo di calcolo una caratteristica fondamentale per gli algoritmi.

Non saranno investigate le parti sull'ortesi della mano (studiata dall'Università di Bologna) e sull'interfaccia BCI.

Capitolo 11

Conclusioni

11.1 Obiettivi raggiunti

Nel lavoro di tesi sono stati ideati, sviluppati e valutati sperimentalmente nuovi algoritmi di controllo per la pianificazione adattiva della traiettoria di un robot esoscheletrico, in grado di fornire all'utente una guida attiva nei compiti di raggiungimento ed afferraggio di oggetti, attraverso la previsione dell'intenzione del soggetto tramite la lettura dello sguardo.

Gli algoritmi proposti generano moti a jerk limitato e sono adattabili ai requisiti di sicurezza ed ergonomia dell'applicazione riabilitativa. Essi sono strutturati per consentire il loro aggiornamento in funzione delle variazioni rilevate nello spazio di lavoro e nel comportamento dell'utente, attraverso un sistema di telecamere ed un dispositivo di eye-tracking indossabile che sono stati integrati all'interno del sistema robotico.

In particolare sono stati conseguiti i seguenti punti:

- nuovo algoritmo per la generazione on-line di traiettorie bounded-jerk per 1 GdL;
- nuovo algoritmo per la sincronizzazione on-line di N traiettorie bounded-jerk;
- sviluppo e confronto di algoritmi per la pianificazione di moto nello spazio cartesiano;
- sviluppo algoritmo di cinematica inversa *ad hoc* per L-Exos;
- implementazione algoritmi di controllo sull'unità xPC-Target;
- progetto del sistema di visione per il riconoscimento di target nello spazio di lavoro;
- implementazione e interfacciamento del sistema eye-tracking;
- integrazione e sincronizzazione dei sotto moduli e sperimentazione del sistema completo.

11.2 Sviluppi futuri

Tale lavoro si colloca come fase iniziale del progetto triennale BRAVO e quindi dovrà essere sviluppato sino a diventare un sistema completo e affidabile per la riabilitazione e l'assistenza.

Alcuni punti che possono essere approfonditi sono:

- implementare il cambio on-line di traiettoria nella pianificazione cartesiana;
- migliorare l'*obstacle avoidance* per evitare gli ostacoli non solo con l'end-effector;

- integrare eye-tracker con eventuali sensori di forza per una più completa acquisizione delle intenzioni dell'utente;
- migliorare il sistema di visione per il riconoscimento di oggetti anche per forma o tipo;
- sperimentazione su pazienti.

Bibliografia

- [1] J.E. Bobrow, S. Dubowsky, and JS Gibson. Time-optimal control of robotic manipulators along specified paths. *The International Journal of Robotics Research*, 4(3):3, 1985. ISSN 0278-3649.
- [2] J.Y. Bouguet. Camera calibration toolbox for matlab, 2004. URL 'http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/'.
- [3] X. Broquère, D. Sidobre, and I. Herrera-Aguilar. Soft motion trajectory planner for service manipulator robot. In *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 2808–2813. IEEE, 2008.
- [4] M. Ceccarelli. A formulation for the workspace boundary of general N-revolute manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, 31(5):637–646, 1996. ISSN 0094-114X.
- [5] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Mazzone, C. Delconte, MC Carrozza, P. Dario, and G. Minuco. Assessing mechanisms of recovery during robot-aided neurorehabilitation of the upper limb. *Neurorehabilitation and neural repair*, 22(1):50, 2008. ISSN 1545-9683.
- [6] T.H. Cormen. *Introduction to algorithms*. The MIT press, 2001. ISBN 0262032937.
- [7] T. Flash and N. Hogan. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of neuroscience*, 5(7):1688, 1985.
- [8] F. Freudenstein and E.J.F. Primrose. On the analysis and synthesis of the workspace of a three-link, turning-pair connected robot arm. *Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design*, 106(3):365–370, 1984.
- [9] A. Frisoli, F. Rocchi, S. Marcheschi, A. Dettori, F. Salsedo, and M. Bergamasco. A new force-feedback arm exoskeleton for haptic interaction in virtual environments. In *Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint*, pages 195–201. IEEE, 2005. ISBN 0769523102.
- [10] M. Gabbicini and A. Bracci. ScrewCalculus: a Mathematica Package for Robotics, 2008. URL '<http://www.dimnp.unipi.it/gabbicini-m/robotica.html>'.
- [11] O. Gerelli and C.G.L. Bianco. A discrete-time filter for the on-line generation of trajectories with bounded velocity, acceleration, and jerk. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pages 3989–3994. IEEE, 2010.
- [12] KC Gupta. On the nature of robot workspace. *The International Journal of Robotics Research*, 5(2):112, 1986. ISSN 0278-3649.

- [13] KC Gupta and B. Roth. Design considerations for manipulator workspace. *ASME Journal of Mechanical Design*, 104(4):704–711, 1982.
- [14] P.E. Hart, N.J. Nilsson, and B. Raphael. A formal basis for the heuristic determination of minimum cost paths. *IEEE transactions on Systems Science and Cybernetics*, 4(2):100–107, 1968. ISSN 0536-1567.
- [15] R. Haschke, E. Weitnauer, and H. Ritter. On-line planning of time-optimal, jerk-limited trajectories. In *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 3248–3253. IEEE, 2008.
- [16] J. Heikkilä and O. Silven. A four-step camera calibration procedure with implicit image correction. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 1997. Proceedings., 1997 IEEE Computer Society Conference on*, pages 1106–1112. IEEE, 2002. ISBN 0818678224.
- [17] R.S. Johansson, G. Westling, A. Backström, and J.R. Flanagan. Eye-hand coordination in object manipulation. *Journal of Neuroscience*, 21(17):6917, 2001.
- [18] H.I. Krebs, B.T. Volpe, D. Williams, J. Celestino, S.K. Charles, D. Lynch, and N. Hogan. Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 15(3):327–335, 2007. ISSN 1534-4320.
- [19] A. Kumar and KJ Waldron. The workspaces of a mechanical manipulator. In *American Society of Mechanical Engineers, Design Engineering Technical Conference, Beverly Hills, Calif*, page 1980, 1980.
- [20] KJ Kyriakopoulos and GN Saridis. Minimum jerk path generation. In *Robotics and Automation, 1988. Proceedings., 1988 IEEE International Conference on*, pages 364–369. IEEE, 2002. ISBN 0818608528.
- [21] J.C. Latombe. *Robot motion planning*. Springer Verlag, 1990. ISBN 0792391292.
- [22] R.J. Leigh and D.S. Zee. *The neurology of eye movements*. Oxford Univ Pr, 1999. ISBN 0195129733.
- [23] C. Lin, P. Chang, and J. Luh. Formulation and optimization of cubic polynomial joint trajectories for industrial robots. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 28(12):1066–1074, 2002. ISSN 0018-9286.
- [24] C.C.D. Lin and F. Freudenstein. Optimization of the workspace of a three-link turning-pair connected robot arm. *The International Journal of Robotics Research*, 5(2):104, 1986. ISSN 0278-3649.
- [25] S. Liu. An on-line reference-trajectory generator for smooth motion of impulse-controlled industrial manipulators. In *Advanced Motion Control, 2002. 7th International Workshop on*, pages 365–370. IEEE, 2002. ISBN 0780374797.
- [26] S. McKinley and M. Levine. Cubic spline interpolation. *Student Projects in Linear Algebra, College of the Redwood*, [online] Retrieved November, 20, 2006.
- [27] A. Montagner, A. Frisoli, L. Borelli, C. Procopio, M. Bergamasco, M.C. Carboncini, and B. Rossi. A pilot clinical study on robotic assisted rehabilitation in VR with an arm exoskeleton device. In *Virtual Rehabilitation, 2007*, pages 57–64. IEEE, 2007.

- [28] D. Ojdanic and A. Graser. A Fast Motion Planning for a 7DOF Rehabilitation Robot. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, pages 171–178. IEEE, 2008.
- [29] G.B. Prange, M.J.A. Jannink, C.G.M. Groothuis-Oudshoorn, H.J. Hermens, and M.J. IJzerman. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(2):171, 2006. ISSN 0748-7711.
- [30] J.H. Reif. Complexity of the mover’s problem and generalizations extended abstract. In *Proceedings of the 20th Annual IEEE Conference on Foundations of Computer Science*, pages 421–427, 1979.
- [31] L. Sciavicco and B. Siciliano. *Robotica Industriale: modellistica e controllo di manipolatori*. Mc-Graw-Hill seconda edizione, 2000.
- [32] DCH Yang and TW Lee. On the workspace of mechanical manipulators. In *American Society of Mechanical Engineers, Design and Production Engineering Technical Conference, Washington, DC*, 1982.
- [33] R. Zanasi and R. Morselli. Third order trajectory generator satisfying velocity, acceleration and jerk constraints. In *Control Applications, 2002. Proceedings of the 2002 International Conference on*, volume 2, pages 1165–1170. IEEE, 2002. ISBN 0780373863.
- [34] Z. Zhang. Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. In *iccv*, page 666. Published by the IEEE Computer Society, 1999.